

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2016.0603

脊柱微创手术机器人速度场控制方法

宋国立^{1,2}, 韩冰³, 赵忆文¹, 韩建达¹, 王争¹, 杜惠斌¹

(1. 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 110016;

2. 中国科学院大学, 北京 100049; 3. 东北大学, 辽宁 沈阳 110819)

摘要: 在脊柱微创手术中医生徒手置钉的失误率较高, 虽然机器人可以显著降低置钉的失误率, 但是, 手术环境的复杂性和不确定性, 以及手术安全需求制约了机器人自动完成手术. 本文通过建立手术空间速度场, 设计速度场控制器, 建立机器人运动学和动力学模型, 完成机器人椎弓根螺钉自动植入的仿真和实验. 相对于传统的时间轨迹控制, 仿真实验验证了速度场控制方法在椎弓根螺钉自动植入过程中既能在扰动条件下保证手术轨迹的精确性又能避免对神经根的损伤. 通过实验验证了速度场控制方法的可行性.

关键词: 脊柱手术; 手术机器人; 轨迹规划; 速度场控制

中图分类号: TP242

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2016)-05-0603-09

Velocity Field Control Method of a Minimally Invasive Spine Surgical Robot

SONG Guoli^{1,2}, HAN Bing³, ZHAO Yiwu¹, HAN Jianda¹, WANG Zheng¹, DU Huibin¹

(1. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China; 3. Northeastern University, Shenyang 110819, China)

Abstract: The failure rate of implanting screws only by surgeon hands is high in minimally invasive spine surgery. It can be reduced significantly by adopting robots, however, the robot is restricted when completing the operation automatically because of the complexity and uncertainty of the surgical environment, as well as the safety requirements of the operation. By establishing the surgical space velocity field and designing velocity field controller, the kinematics and dynamics models of robot are developed to realize the simulation and experiment of implanting pedicle screws by the robot automatically. Compared with traditional time trajectory control, the advantages of velocity field control method in the process of implanting pedicle screw automatically are verified by the simulation test, in which the accuracy of operation trajectory is guaranteed and the damage to the nerve root is avoided under disturbance conditions. The experiment proves the feasibility of the velocity field control method.

Keywords: spine surgery; surgical robot; trajectory planning; velocity field control

1 引言 (Introduction)

目前, 医生徒手植入脊柱椎弓根螺钉的失误率为 3%~5%^[1]. 用机器人代替医生完成椎弓根螺钉植入可以提高椎弓根螺钉植入的成功率^[2]. 就现阶段而言, 应用于临床的手术机器人多为辅助定位设备. 机器人的主要任务是开辟椎弓根螺钉的通道, 并辅助医生完成椎弓根螺钉植入操作, 这样可以在基本不改变现阶段临床医生手术习惯的基础上结合手术机器人完成椎弓根螺钉植入的操作. 例如, SpineAssist 手术机器人安装在患者脊柱棘突上, 根据手术规划将辅助定位设备移动到手术规划的位置, 最终由医生完成椎弓根螺钉植入操作^[3]. Rosa[®] Spine 机器人^[4] 结合了机器人和导航系统,

在术中图像的辅助下, 引导手术机器人到手术规划的位置, 最终辅助医生完成椎弓根螺钉植入.

但是, 该操作过程仍然需要完成椎弓根螺钉植入, 无法发挥机器人精确、快速的性能^[5]. 目前, 机器人无法完全替代医生完成脊柱椎弓根螺钉植入的主要原因在于机器人无法在复杂环境中判断和排除外部的干扰, 这种干扰会降低椎弓根螺钉植入的准确率, 导致椎弓根螺钉植入失败, 甚至损伤脊柱神经而造成严重的后果^[6]. 同时, 手术操作区域设备的多样性所造成的环境空间的复杂性以及手术空间的不确定性会给机器人带来较大的干扰. 相较于传统的工业机器人, 手术机器人在高精度要求的基础上, 同时需要机器人具有抗干扰能力^[4].

在椎弓根螺钉植入过程中,若机器人发生碰撞和卡顿等现象,则电机力矩将发生变化,机器人会偏离预定的轨迹.同时,若机器人能以最快速度回归到规划轨迹上,由于调整过程中轨迹难以预测和判断,也可能损伤处在调整路径上的神经.

因此,在遇到干扰后,应在保证跟踪精度的前提下,使调整后的轨迹保持可控和可预测. Li 等^[7]提出的速度场控制可以解决上述问题.速度场规划方法与传统机器人轨迹规划方法在建立时间和机器人空间位置映射上是不同的,速度场规划方法建立的是速度和空间位置的映射,从而实现手术机器人空间轨迹的精确可控跟踪.已有学者验证了速度场控制在保证轨迹精度的同时,也可以保证轨迹可控和可预测^[8-10].速度场控制被广泛应用于机器人控制、移动机器人自主运动控制以及康复机器人等各个方面^[11-15].文[14]提出了基于被动速度场的旋翼无人机控制,该方法引导无人机在笛卡儿空间沿矢量方向运动,实现旋翼被动闭环,从而提高无人机的稳定性和安全性.目前该方法尚未应用在实际飞行中,仍处于理论研究阶段.文[15]提出 AVPCD (adaptive virtual plant disturbance compensation) 算法,能减少模型的不确定性,并实现精确的轮廓跟踪.该方法预先定义速度场,结合 AVPCD 算法补偿由于外部扰动和不准确建模引起的不确定性.通过李亚普诺夫分析验证了算法的稳定性和精确性,实验验证了算法的有效性.文[16]针对主从手术机器人速度场控制进行了相关研究,提出了一种混合的主从控制方案实现安全的远程控制,该控制器开关自适应地调整主从速度控制和准入控制,从而避免了接触力对器官和人体造成的损伤.并且在单自由度的情况下验证了该算法的有效性.文[17]结合导管机器人和速度场控制进行了控制策略的研究,其中详细分析了串联机构的奇异性与速度环存在的约束,针对微创手术套管针约束问题,通过末端速度控制避免了奇异点等问题.本文基于速度场理论,根据手术实际环境规划手术机器人的路径,并针对手术过程中潜在的扰动或干扰,设计速度场控制器,建立机器人运动学和动力学模型,使机器人达到轨迹高精度的要求.

2 问题描述 (Problem description)

图 1 所示为脊柱微创手术过程中需植入螺钉的椎体截段,椎弓根螺钉为最终的植入位置.机器人手术过程就是通过机器人末端执行器夹持螺钉,在医生或图像的引导下,按预设轨迹植入螺钉.期

间,应该保证椎弓根螺钉运动轨迹的精度.

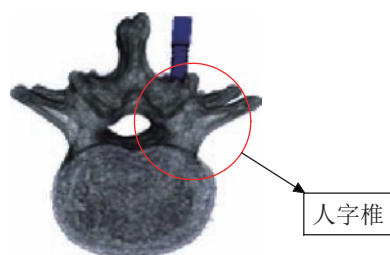


图 1 椎弓根螺钉植入的规划轨迹

Fig.1 The planned trajectory for pedicle screw implantation

脊柱神经根的位置距人字椎较近,椎弓根螺钉植入的偏差会导致脊柱神经根损伤,对患者造成不必要的损害,甚至瘫痪.因此,机器人在植入椎弓根螺钉的过程中,应在保证椎弓根螺钉运动轨迹的同时避免机器人接触脊柱神经,从而造成神经损伤.然而,复杂的手术环境、机器人未建模动态干扰和传感器噪声等因素引起的扰动会导致机器人偏离预设的运动轨迹,极有可能造成置钉偏离甚至损伤脊柱神经.

传统的机器人轨迹规划方法是建立时间和位置/速度的映射,机器人一旦偏离预设轨迹,在回归预设轨迹的调整过程中,机器人的位置/速度通常不受控,如图 2 所示.速度场控制^[7]可以实现机器人平滑地回归预设的轨迹.

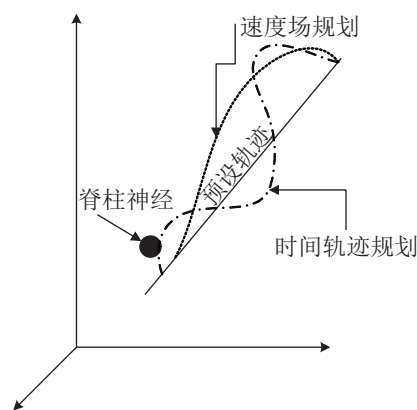


图 2 时间轨迹规划结果和速度场回归预设轨迹比较

Fig.2 Comparison between the result of time trajectory planning and the preset trajectory obtained by velocity field regression

速度场的实质是定义机器人末端执行器在空间中每个点的速度,如图 3 所示,笛卡儿 3 维空间速度场对操作空间中的每一个位置点规定矢量速度.

根据脊柱的生理结构和微创手术的过程,可以将机器人末端操作空间分为若干区域.定义椎弓根螺钉轨迹的起点所在的水平面为 P_1 , 终点所在的水平面为 P_2 , 平面 P_1 和 P_2 将机器人末端操作空间分

成 3 个区域 D_1 、 D_2 和 D_3 , 如图 4 所示. D_1 为手术运动准备阶段, 引导机器人到达手术轨迹起点; D_2 为手术阶段, 手术轨迹在引导机器人的同时, 应排斥机器人远离脊柱神经; D_3 为刺穿阶段, 应引导机器人回到手术轨迹. 不同区域对应不同的运动模式, 因此定义不同的速度场控制机器人的运动.

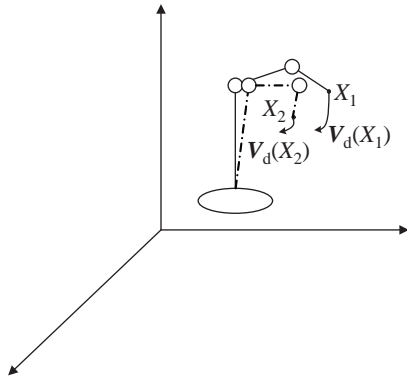


图 3 笛卡儿空间速度场的定义

Fig.3 The definition of velocity field in Cartesian space

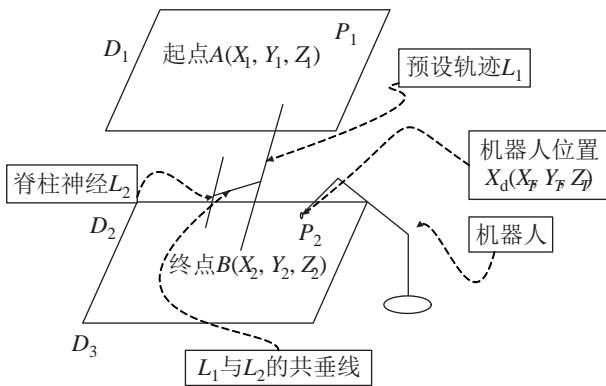


图 4 脊柱微创手术机器人空间分割

Fig.4 Space division of the minimally invasive spine surgical robot

3 速度场规划及其控制器设计 (Velocity field planning and its controller design)

3.1 控制方法

速度场控制方法的核心目标是建立机器人末端位置和速度的映射关系, 调节输入的关节力矩使机器人在空间中的实际速度 $\mathbf{V}(X)$ 与速度场规划期望速度 $\mathbf{V}_d(X)$ 的差趋近于 0, 即

$$\lim_{t \rightarrow \infty} (|\mathbf{V}(X)| - |\mathbf{V}_d(X)|) = 0 \quad (1)$$

当输入机器人末端位置 X 时, 便可以获得机器人末端的期望速度 $\mathbf{V}_d(X)$.

机器人运动过程中, 速度测量的精确性难以保证. 这种情况限制了机器人的运动性能, 这要求通过控制算法提高机器人的抗噪性能. 因此, 本文采

用联合速度控制的 1 阶滤波器设计控制器, 结构框图如图 5(a) 所示. 其中虚线部分是速度场控制的核心, 而传统的轨迹跟踪算法将 5(a) 的虚线部分替换为 5(b), 根据期望位置获得期望速度或位置差.

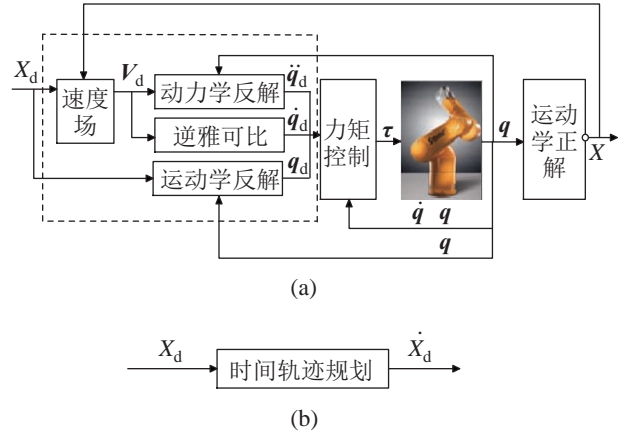


图 5 速度场控制系统结构框图

Fig.5 The structure diagram of the velocity field control system

结合脊柱微创手术的相关要求, 椎弓根螺钉植入要求椎弓根螺钉轨迹精确和平稳. 因此, 主速度场围绕期望轨迹, 并设置端点处场强减弱, 如图 6 所示. 其中箭头代表空间点的速度矢量, 细直线代表预设的手术规划轨迹. 同时椎弓根螺钉植入轨迹应远离脊柱神经从而实现对脊柱神经的保护, 因此围绕脊柱神经根建立保护速度场, 较粗直线为脊柱神经的位置, 机器人应远离脊柱神经, 机器人距离红线越近, 其排斥场强越强. 将主速度场和保护速度场结合即手术机器人运动速度场, 如图 6 所示. 这样, 我们建立了机器人空间中和速度的映射, 与传统的时间轨迹规划相比, 速度场控制通过机器人末端在空间中的位置便可以获得机器人的期望速度, 而并非通过时间/空间映射.

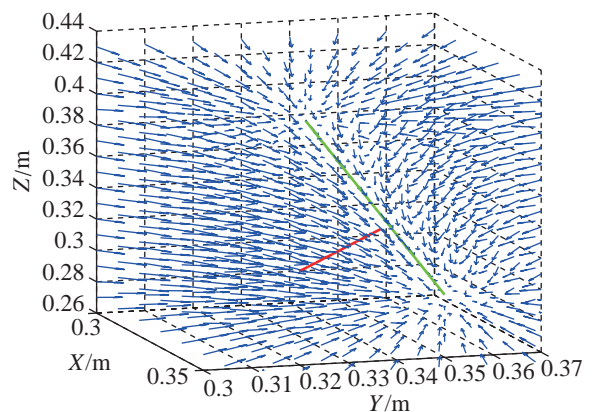


图 6 脊柱微创手术机器人速度场定义

Fig.6 The definition of velocity field of the minimally invasive spine surgical robot

速度场根据机器人末端位置 X , 得到机器人末端的期望速度 $\mathbf{V}_d(X)$.

机器人的动力学模型如式 (2):

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) \quad (2)$$

其中, \mathbf{q} 为关节角, $\dot{\mathbf{q}}$ 为关节角速度, $\ddot{\mathbf{q}}$ 为关节角加速度, $\boldsymbol{\tau}$ 为控制力矩, $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ 为重力, $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ 为对称正定的惯性矩阵, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ 为科里奥利向心力矩阵. 式 (2) 可改写为式 (3):

$$\ddot{\mathbf{q}} = -\mathbf{M}^{-1}(\mathbf{q})(\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q})) + \mathbf{M}^{-1}(\mathbf{q})\boldsymbol{\tau} \quad (3)$$

根据机器人末端位置 X 和末端期望速度 $\mathbf{V}_d(X)$, 并结合机器人运动学、雅可比矩阵和式 (3), 可以获取机器人期望关节角 \mathbf{q}_d 、机器人期望关节角速度 $\dot{\mathbf{q}}_d$ 和机器人期望关节角加速度 $\ddot{\mathbf{q}}_d$, 如式 (4)~(6):

$$\mathbf{q}_d = \int \dot{\mathbf{q}}_d dt \quad (4)$$

$$\dot{\mathbf{q}}_d = \mathbf{J}^+(\mathbf{q})\mathbf{V}_d(X) \quad (5)$$

$$\ddot{\mathbf{q}}_d = \mathbf{J}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{V}_d(X) + \mathbf{J}^+(\mathbf{q})(\partial \mathbf{V}_d(X)/\partial X)\mathbf{V}_d(X) \quad (6)$$

其中, $\mathbf{J}^+(\mathbf{q}) = \mathbf{J}^T(\mathbf{q})(\mathbf{J}(\mathbf{q})\mathbf{J}^T(\mathbf{q}))^{-1}$ 为雅可比矩阵 $\mathbf{J}(\mathbf{q})$ 的伪逆矩阵.

根据机器人期望关节角 \mathbf{q}_d 、机器人期望关节角速度 $\dot{\mathbf{q}}_d$ 和机器人期望关节角加速度 $\ddot{\mathbf{q}}_d$, 可进一步获得机器人期望控制力矩 $\boldsymbol{\tau}_d$. 根据机器人期望控制力矩 $\boldsymbol{\tau}_d$ 可以获得机器人控制信号, 如式 (7):

$$\boldsymbol{\tau}_d = \mathbf{M}(\mathbf{q})[\ddot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{K}_p(\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) + \mathbf{K}_v(\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}_i \int (\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) dt] + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) \quad (7)$$

其中, \mathbf{K}_p 、 \mathbf{K}_v 及 \mathbf{K}_i 为图 5 中力矩控制器的参数, 且为对角正定矩阵.

根据机器人运动学, 并结合机器人控制信号, 即机器人的关节角 \mathbf{q} 和关节角速度 $\dot{\mathbf{q}}$, 可以计算机器人在笛卡儿空间的位置 X . 将式 (7) 代入式 (3) 得:

$$\ddot{\mathbf{q}} = \ddot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{K}_p(\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) + \mathbf{K}_v(\dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}_i \int (\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) dt \quad (8)$$

定义误差如式 (9)~(11) 所示:

$$\mathbf{E} = \mathbf{q}_d - \mathbf{q} \quad (9)$$

$$\dot{\mathbf{E}} = \dot{\mathbf{q}}_d - \dot{\mathbf{q}} \quad (10)$$

$$\ddot{\mathbf{E}} = \ddot{\mathbf{q}}_d - \ddot{\mathbf{q}} \quad (11)$$

将式 (9)~(11) 代入式 (8), 得

$$\ddot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_p\mathbf{E} + \mathbf{K}_v\dot{\mathbf{E}} + \mathbf{K}_i \int \mathbf{E} dt = 0 \quad (12)$$

当对角正定矩阵 \mathbf{K}_p 、 \mathbf{K}_v 和 \mathbf{K}_i 取值恰当时可使控制系统稳定.

3.2 算法实现

以 Staubli TX60 机器人^[18] 为例建立 6 自由度手术机器人模型, 连杆长度和关节角 D-H 参数如表 1 所示.

表 1 TX60 机器人 D-H 参数模型

Tab.1 The D-H parameters model of TX60 robot

i	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	-90°	0	0	θ_2
3	0	a_2	d_3	θ_3
4	-90°	0	d_4	θ_4
5	90°	0	0	θ_5
6	-90°	0	0	θ_6

结合图 4 的工作空间, 速度场算法实现流程如图 7 所示. 其中, α 决定最终运动速度的大小; $k_0 > 0$ 调节点 A、B 处速度的大小; $a_0 > 0$ 和 $a_1 > 0$ 决定点 A、B 处速度变化的大小, 其值越大, 变化越大. c_0 决定机器人通过点 A、B 处的最小速度; μ_1 和 μ_2 是轮廓误差 err 的函数; $k_1 > 0$ 决定法向速度的大小; $b_1 > 0$ 越大, 切向速度变化越快; $k_2 > 0$ 决定切向速度的大小; $b_2 > 0$ 越大, 切速度变化越快; $c_1 > 0$ 决定保护场区域大小, 其值越大, 保护场区域越大. $k_3 > 0$ 决定保护速度场的强度, 其值越大, 保护场越强; $b_3 > 0$ 决定速度场强度的变化速度, 其值越大, 变化速度越大. d 为进钉轨迹和脊柱神经的距离.

定义 Flags 为机器人末端是否达到底端并反向运动的标志, 在速度场建立完成后, 机器人末端根据自身位置判断其所处区域 D_1 、 D_2 或 D_3 . 当机器人处于 D_1 或 D_2 区域时, 获取机器人在该点的规划速度 $\mathbf{V}_d(X)$. 若机器人达到规划轨迹终点, 将 Flags 置 1, 机器人反向运行, 规划速度 $\mathbf{V}_d(X) = -\mathbf{V}_d(X)$; 否则 $\mathbf{V}_d(X)$ 为当前的规划速度, 并进一步判断椎弓根螺钉轨迹是否处在保护场的范围内. 若机器人末端处在保护场的范围内, 则根据 $\mathbf{V}_d(X)$ 和保护场的强度重新规划 $\mathbf{V}_d(X)$; 若机器人末端处在保护场的范围以外, 则 $\mathbf{V}_d(X)$ 为机器人最终的速度. 当机器人处在 D_3 区域时, 机器人超出工作区域, 此时机器人超出工作空间, 将 Flags 置 1, 机器人反向运行, $\mathbf{V}_d(X) = -\mathbf{V}_d(X)$, 如图 7 所示.

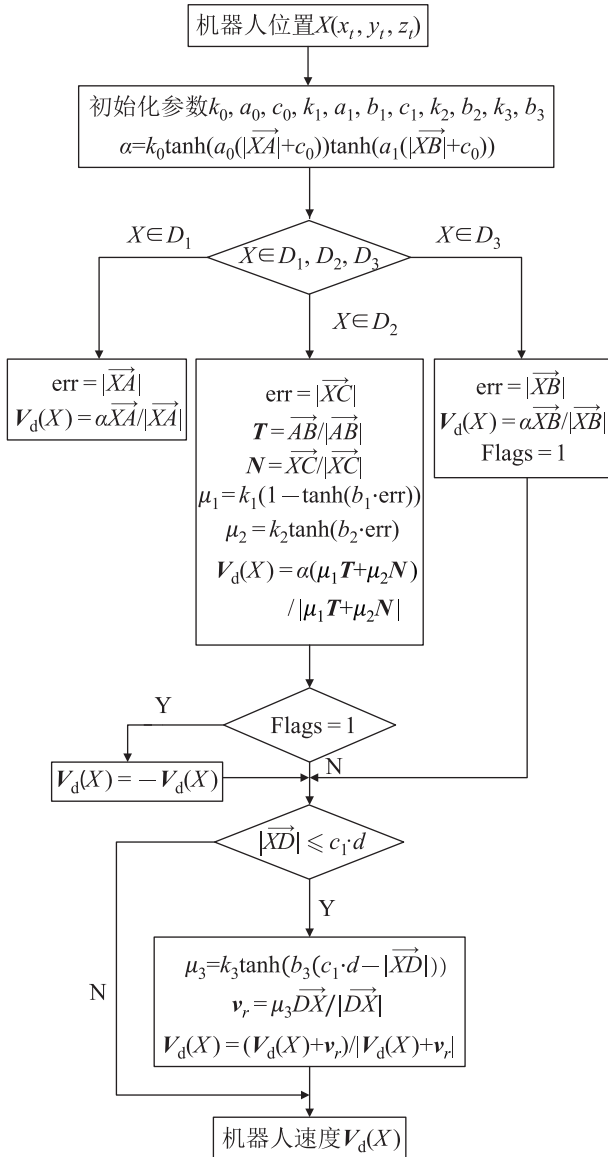


图 7 速度场规划算法流程

Fig.7 The flow of the velocity field planning algorithm

4 仿真试验 (Simulation test)

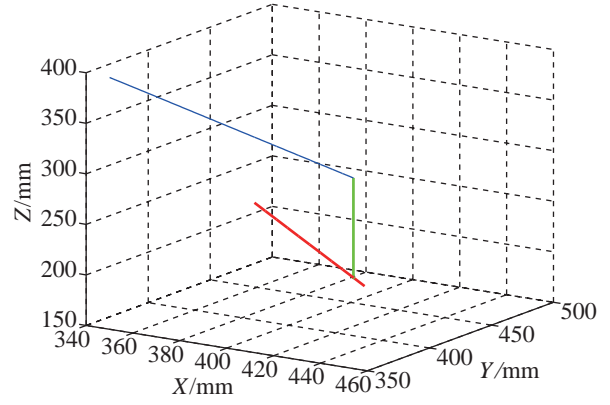
为了验证速度场控制方法, 比较了机器人在速度场和时间轨迹运动下的轨迹误差, 轨迹误差表示实际位置距离期望轨迹的最小距离。在椎弓根螺钉植入的过程中, 手术机器人的姿态是不变的, 因此仿真主要验证手术机器人跟踪轨迹的精确性。

4.1 无扰动机器人运动仿真

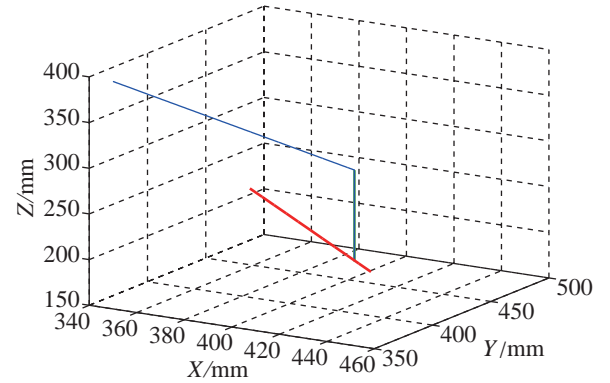
首先, 验证算法在无扰动情况下的轨迹误差。分别在时间轨迹条件和速度场条件下令机器人按照手术规划运动, 机器人的运行轨迹和轨迹误差如图 8 所示。

如图 8(a) 和 8(b) 所示, 在无扰动情况下, 机器人均可以沿预设轨迹运动, 并且其误差都比较小。但是图 8(c) 中绿色代表时间轨迹规划误差, 其峰值

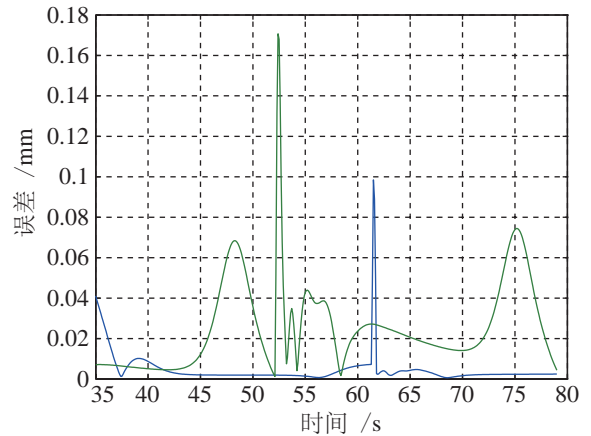
和均值都大于速度场控制下的轨迹误差。



(a) 速度场条件



(b) 时间轨迹条件



(c) 轨迹误差

图 8 无扰动条件下机器人运动轨迹和轨迹误差

Fig.8 Robot movement trajectory and trajectory errors under undisturbed conditions

4.2 扰动条件下机器人运动仿真

(1) 在机器人进入进钉轨迹前, 在时间轨迹条件下和速度场条件下分别对第 3 关节施加扰动扭矩:

$$\tau_3 = 12 \text{ N} \cdot \text{m}, 12 \text{ s} \leq t \leq 13 \text{ s} \quad (13)$$

添加扰动后, 时间轨迹条件和速度场条件下机器人末端轨迹和轨迹误差如图 9 所示。

如图 9(a) 和 9(b) 所示, 在机器人进入预设轨迹前, 机器人在受到外界扰动的条件下均发生了偏离. 在速度场条件下, 机器人以平滑的轨迹回归到预设轨迹, 而时间轨迹规划则通过一种不规则的振荡方法回归预设轨迹, 这说明采用传统时间轨迹方法时其轨迹是不受控的.

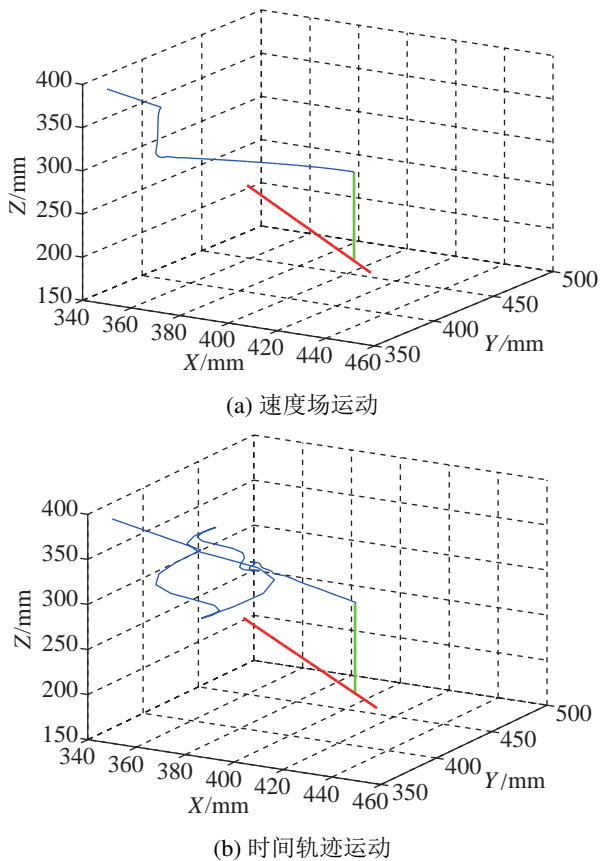


图 9 机器人进入规划轨迹前添加扰动时的轨迹
Fig.9 The trajectory of adding perturbation before robot moves into the planned trajectory

(2) 在只有主速度场起作用的情况下, 在机器人进入椎弓根规划轨迹后分别在时间轨迹条件下和速度场条件下对第 3 关节施加扰动扭矩:

$$\tau = 12 \text{ N} \cdot \text{m}, 40 \text{ s} \leq t \leq 41 \text{ s} \quad (14)$$

添加扰动后, 时间轨迹条件和速度场条件下机器人末端轨迹和轨迹误差如图 10 所示.

如图 10(a) 和 10(b) 所示, 在机器人进入预设轨迹后, 机器人在受到外界扰动的条件下均发生了偏离, 这再一次说明了采用传统时间轨迹方法时其轨迹是不受控的. 传统时间轨迹方法的轨迹误差也明显大于速度场控制方法, 因此, 速度场控制方法在未添加保护场的情况下, 也能有效地降低脊柱神经损伤的几率.

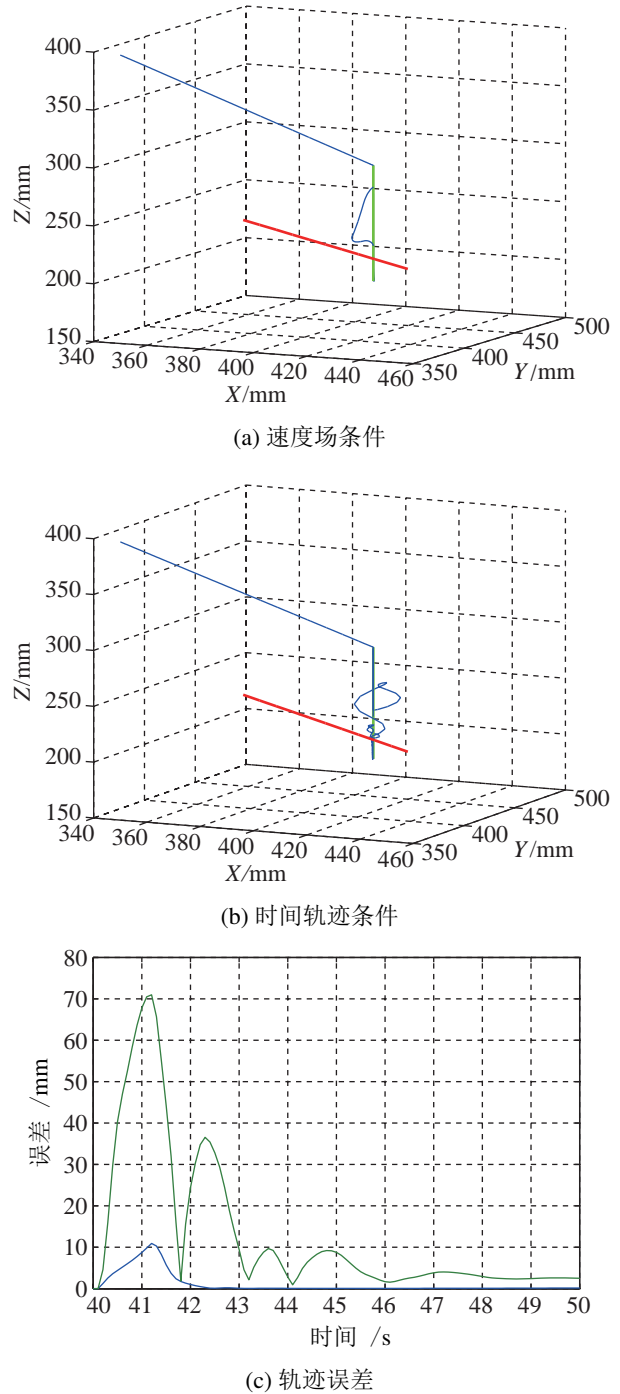
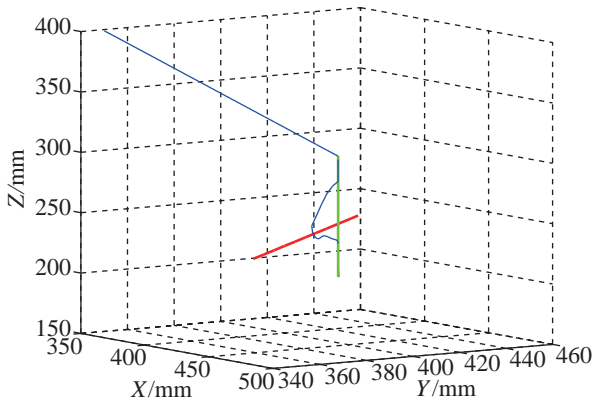


图 10 机器人进入规划轨迹后添加扰动时的轨迹和轨迹误差
Fig.10 The trajectory and trajectory errors of adding perturbation after the robot moves into the planned trajectory

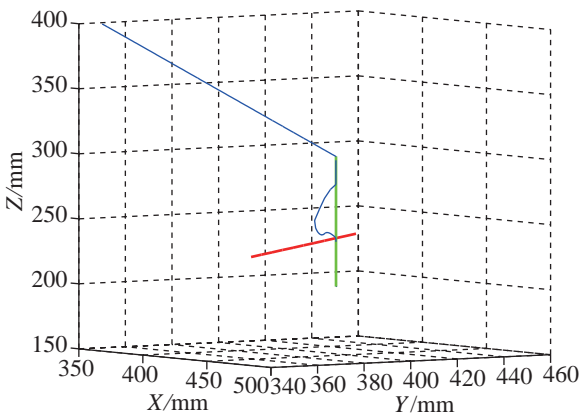
(3) 在主速度场和保护场同时工作的条件下施加式 (14) 的扰动, 分别在无保护场条件下和有保护场条件下获取机器人轨迹和轨迹误差, 如图 11 所示.

如图 11(a) 和 11(b) 所示, 在机器人进入预设轨迹后, 在无保护场作用和保护场作用下分别添加扰动. 显然, 在保护场作用下, 当机器人末端靠近红

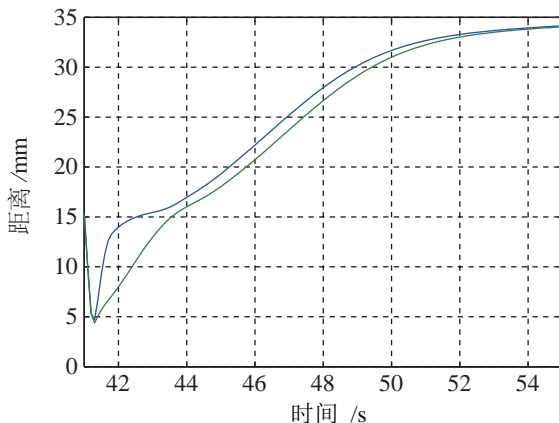
线时, 图 11(b) 中的保护场有明显的反弹并远离的趋势, 这就是保护场起到的主要作用. 同时图 11(c) 中, 在保护场作用下, 机器人距离神经根的距离显然大于无保护场作用时的情况, 最大程度上保证了手术的安全性.



(a) 无保护场作用



(b) 保护场作用下



(c) 机器人末端与神经根距离

图 11 机器人运动轨迹和机器人与神经根距离

Fig.11 Robot movement trajectory and the distance between the robot and neural roots

速度场控制较传统的轨迹跟踪方法在轨迹跟踪误差和轨迹可控、可预判性上有着明显的优势. 在

时间轨迹跟踪条件下, 手术机器人在扰动下会对脊柱神经造成损伤. 同时, 在只有主速度场条件下同样会对脊柱神经造成损伤, 只有在主速度场和保护场同时起作用的情况下, 才不会对脊柱造成损伤, 仿真实验验证了速度场控制方法的有效性.

5 实验 (Experiment)

以上方法将在中国科学院沈阳自动化研究所自主研发的智能手术机器人系统中进行实验验证^[19].

实验系统的组成主要包括 2 个部分, 如图 12 所示:

(1) Staubli TX60 机器人

Staubli TX60 机器人具有较高的定位精度, 应用于脊柱微创手术可以充分发挥机器人的精度优势, 因此本文采用该机器人完成相关操作. 在 TX60 机器人末端通过法兰盘安装夹持机构可以实现夹持不同的手术器械, 本实验采用夹持骨钻验证相关方法.

(2) NDI Polaris 光学定位跟踪系统

虽然 TX60 机器人自身的高精度可以辅助定位, 但是机器人定位信息无法与手术环境中空间位置信息相结合, 因此本文采用 NDI Polaris 光学定位跟踪系统^[20]跟踪手术机器人. NDI Polaris 光学定位跟踪系统具有高精度、体积小和便于操作等优势, 被广泛地应用于骨科手术中.

通过在骨钻末端安装 NDI 系统下的光学定位小球可以将机器人系统和定位系统整合. 之所以将定位球安装在骨钻末端是因为这样可以减少通过安装在其他位置标定架转化计算末端位置造成的转换误差. 结合光学定位的手术机器人系统完成对该方法的验证和测试.

机器人法兰位置和机器人 NDI 空间中位置的转化矩阵如式 (15):

$$T_{robot}^{NDI} = T_{robot} T_{robot}^{Tool} T_{Tool}^{NDI} \quad (15)$$

首先, 定义机器人法兰坐标为 T_{robot} , 进一步需要获取机器人末端工具和机器人法兰的转换关系, 通过机械标定的方式可以获取机器人法兰位置和手术器械末端位置的转换矩阵 T_{robot}^{Tool} . 在获取了机器人末端相对于机器人法兰位置的转化关系后, 进一步需要获取机器人末端在 NDI 空间中的位置, 通过 NDI 光学定位系统获取机器人末端在 NDI 下手术空间中机器人位置的转换矩阵 T_{Tool}^{NDI} , 如图 12 所示. 这样可以获取 NDI 空间和机器人法兰空间的相对转换矩阵 $T = T_{robot}^{Tool} T_{Tool}^{NDI}$.



图 12 实验系统

Fig.12 Experimental system

这样通过 T 和逆矩阵 T^{-1} 计算 NDI 空间和机器人法兰空间的相对转换关系. 在手术空间中定义椎弓根螺钉植入轨迹和保护场的位置, 通过 T^{-1} 可以将手术器械的位置从 NDI 空间转换到机器人法兰空间.

机器人按预设轨迹分别在时间轨迹和速度场中运动, 并在运动 5 s~6 s 期间在第 3 关节输入力矩, 如式 (16):

$$\tau = 3 \text{ N} \cdot \text{m}, \quad 5 \text{ s} \leq t \leq 6 \text{ s} \quad (16)$$

机器人实际运动轨迹和轨迹误差如图 13 所示.

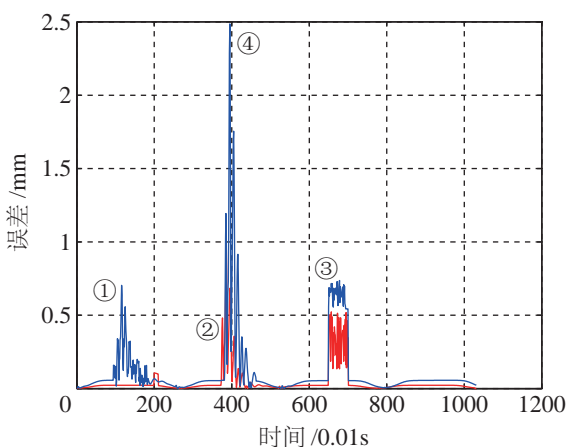


图 13 机器人实际运动轨迹误差

Fig.13 Actual movement trajectory errors of robot

如图 13 所示, 速度场条件下误差远小于时间轨迹跟踪误差. 峰值①为进入速度场改变速度造成的误差, 峰值②为扰动造成的误差, 峰值③为机器人到达规划终点返回时速度改变造成的误差. 相对

地, 峰值④为在改变运动方向和受到扰动时造成的更大误差, 而在速度场运动相对平滑时, 其误差也很大, 实验进一步验证了速度场控制在轨迹跟踪方面的优势.

6 总结 (Conclusion)

本文设计了基于速度场方法的脊柱微创手术机器人控制器, 引导手术机器人完成椎弓根螺钉植入操作. 针对椎弓根螺钉植入的特殊性规划了主速度场和保护场, 并且结合机器人设计了完整的控制方法. 仿真和实验验证了速度场控制方法在脊柱微创手术过程中的优势, 即能在扰动条件下保证轨迹的完整性, 同时避免对神经根的损伤.

但是, 目前椎弓根螺钉植入轨迹的规划是在手术空间中进行光学定位实现的, 但并没有结合实际的手术图像. 因此, 进一步的研究方向应将定位系统结合实际手术中的图像, 根据手术图像中入字椎的位置和脊柱神经的位置设定主速度场和保护场.

参考文献 (References)

- [1] Carbone J J, Tortolani P J, Quartararo L G. Fluoroscopically assisted pedicle screw fixation for thoracic and thoracolumbar injuries[J]. *Spine*, 2003, 28(1): 91-97.
 - [2] Bertelsen A, Melo J, Sánchez E, et al. A review of surgical robots for spinal interventions[J]. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2013, 9(4): 407-422.
 - [3] Schatlo B, Molliqaj G, Cuvinciu V, et al. Safety and accuracy of robot-assisted versus fluoroscopy-guided pedicle screw insertion for degenerative diseases of the lumbar spine: A matched cohort comparison[J]. *Journal of Neurosurgery Spine*, 2014, 20(6): 636-643.
 - [4] Lefranc M, Peltier J. Accuracy of thoracolumbar transpedicular and vertebral body percutaneous screw placement: Coupling the Rosa[®] Spine robot with intraoperative flat-panel CT guidance – a cadaver study[J]. *Journal of Robotic Surgery*, 2015, 9(4): 1-8.
 - [5] Ringel F, Stuer C, Reinke A, et al. Accuracy of robot-assisted placement of lumbar and sacral pedicle screws: A prospective randomized comparison to conventional freehand screw implantation[J]. *Spine*, 2012, 37(8): E496-E501.
 - [6] Belmont P J, Klemme W R, Robinson M. Accuracy of thoracic pedicle screws in patients with and without coronal plane spinal deformities[J]. *Spine*, 2002, 27(14): 1558-1566.
 - [7] Li P Y, Horowitz R. Passive velocity field control of mechanical manipulators[J]. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2002, 15(4): 751-763.
 - [8] 付宜利, 李坤, 潘博, 等. 微创手术机器人力检测与力反馈技术研究现状 [J]. *机器人*, 2014, 36(1): 117-128.
- Fu Y L, Li K, Pan B, et al. A survey of force sensing and force feedback technology for robot-assisted minimally invasive surgical system[J]. *Robot*, 2014, 36(1): 117-128.

- [9] Erdogan A, Patoglu V. Slacking prevention during assistive contour following tasks with guaranteed coupled stability [C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 1587-1594.
- [10] Shogaki T, Wada T, Fukui Y. Velocity field control with energy compensation toward therapeutic exercise[C]//IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 1572-1577.
- [11] Moreno-Valenzuela J. On passive velocity field control of robot arms[C]//45th IEEE Conference on Decision and Control. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 2955-2960.
- [12] Erdogan A, Satici A C, Patoglu V. Passive velocity field control of a forearm-wrist rehabilitation robot[C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 936-951.
- [13] Yamakita M, Asano F, Furuta K. Passive velocity field control of biped walking robot[C]//IEEE Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 3057-3062.
- [14] Ha C, Choi F B, Lee D. Preliminary results on passive velocity field control of quadrotors[C]//29th URAI International Conference. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 378-379.
- [15] Chen C Y, Chen M Y. Velocity field control and adaptive virtual plant disturbance compensation for planar contour following tasks[J]. IET Control Theory and Applications, 2012, 6(9): 1182-1191.
- [16] Osa T, Uchida S, Sugita N, et al. Hybrid control of master-slave velocity control and admittance control for safe remote surgery [C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 1328-1334.
- [17] Pham C D, From P J. Singularity analysis of robotic manipulators with velocity-constraints for minimally invasive surgery [C]//IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 1415-1420.
- [18] Anon. TX60 6-axis industrial robots[EB/OL]. [2015-11-04]. <http://www.staubli.com/en/robotics/6-axis-scara-industrial-robot/low-payload-6-axis-scara-robot/6-axis-industrial-robot-tx60>.
- [19] Song G L, Han J D, Zhao Y W, et al. Dynamic tracking of minimally invasive spine surgery robot[C]//IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 1462-1467.
- [20] Anon. NDI measurement solutions in medical, Polaris family of optical tracking systems[EB/OL]. (2015-12-30) [2016-01-10]. <http://www.ndigital.com/>.

作者简介:

宋国立 (1986 -), 男, 博士生. 研究领域: 手术机器人控制方法.

韩冰 (1988 -), 男, 硕士生. 研究领域: 智能控制理论及应用.

赵忆文 (1971 -), 男, 博士, 研究员. 研究领域: 特种机器人, 医疗机器人, 智能机器人技术, 机器人自主控制.